

JP10-085222

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention is turned to the computer support system which observes the field of the skin analyzed simultaneously with it, monitoring the spectrum outputs of the skin especially generally, about the device which conducts the spectrum analysis of it, at the same time as it observes a part of skin.

[0002]

[Description of the Prior Art] Electromagnetic radiation is used for the treatment of the obstacle of various skins, such as an angiopathy, a coloring obstacle, a tumor, depilation, rejuvenation of the skin, and scabies. This radiation is usually applied to the surface of the skin from various radiation sources, such as laser which gives off coherent light, a flash lamp which gives off non-coherent light or arc light, and a source of microwave radiation. In order to take a measure whatever the source of electromagnetic radiation, without inflicting damage on the organization of epidermis and the circumference, it must take into consideration carefully about the problem of monitoring the process of treatment so that damage to an organization may be suppressed to the minimum and treatment may be optimized.

[0003] The one method of treatment is called a photodynamics therapy (PDT), is used combining light and chemicals, and deals with various solid tumors, such as cancer of internal organs, such as skin carcinoma, the large intestine, a vagina, a bladder, and other cancers. PDT treatment Porphyrin, aminolevulinic acid (ALA), phthalocyanine, The photosensitizer which presses down tumors, such as chlorine, on a part is used to the whole body or and locally, if light is irradiated with and excited while oxygen exists, such a photosensitizer will generate very active cytotoxic single molecular oxygen, and a tumor will carry out regression by this. The typical absorption spectrum of such a chemical is shown in drawing 1.

[0004] Between PDT treatment, light must be applied to a tumor until a photosensitizer is used up by a useful chemical reaction. If this reaction is completed and drugs are used up, and also even if it applies light to a tumor, it is almost meaningless. It is still worse to end treatment, before drugs are used up. It is because the remnants of a tumor may remain. In order to prevent this, the operator of PDT which uses the spectrometer which detects the existence of a photosensitizer is also.

It can be easily recognized whether an operator still exists in the place of treatment of a photosensitizer by measuring the light which comes out of the photosensitizer in the skin between treatment, and analyzing the spectrum. It was difficult to harmonize with the treatment itself until now measurement of the radiation which comes out from a treatment place. In order to have measured the radiation from a photosensitizer at the treatment place, the light source used for the stimulus of a photosensitizer was removed from near the treatment place, and the spectrometer has been arranged near a treatment place. It repeated, whenever it checked spectrum luminescence from a treatment place until the photosensitizer was used up in this process. In order to provide the consistent treatment, a light source must be returned to the same spot as having removed, and light must be applied to the same field. However, it does not become like this in many cases. Whenever it returns a light source, it returns to a slightly different position in many cases. In this method, a light source carries out "migration" of the treatment place, and the treatment of a tumor is irregular and becomes uneven.

[0005] Another problem of the present PDT taking-a measure method is that it is difficult to orient the light source to a treatment place correctly. Usually, it bars that a light source makes a treatment place ambiguous and arranges a light source correctly to a treatment place. When dealing with a comparatively large field and a light source is rearranged to the adjoining field of a treatment place, it will overlap with the field with which the unsettled gap remained or it already dealt, and will deal with one field superfluously twice.

[0006] Another use used combining light and chemicals is called photodynamics diagnosis (PDD). Detection of the chemical of an in-house is used for diagnosis of a tumor in this use. It is because the chemical concentration of a tumor is farther [than healthy tissue] high. It is advantageous if the spectrum of the fluorescence of a chemical is measured, since a tumor is observed in this use in order to determine the boundary of a tumor, and the sign of a chemical is specified positively. If light is applied to a treatment place, monitoring the fluorescence of a chemical, the fluorescence of a chemical will be strengthened and the outstanding spectrum analysis will be obtained. This is troublesome like the case of PDT. It is because a light source and a spectrometer must be simultaneously arranged near a treatment field.

[0007]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] This invention does not need to remove the light source for treatment or a monitor, and provides advantageously the device which can carry out the remote monitor of the treatment place. The further advantage of

this invention is not removing a light source and being able to deal with a treatment place, while measuring spectrum luminescence from a treatment place. It is another advantage of this invention to stimulate with light, to monitor the spectrum of the radiation from each place place simultaneously, and to determine the limit of a tumor. [0008]

[Means for Solving the Problem]It has a case containing a camera and a spectrometer, and both sides of a camera and a spectrometer provide a monitoring device turned to a mouth of a case arranged next to [which takes a measure] a field. A camera provides a picture of a treatment place and a spectrometer provides a spectrum of luminescence from the same treatment place. A computer receives a signal from a camera and a spectrometer, and displays a camera image of a treatment place on a computer screen with spectrum distribution of luminescence from a treatment place. Therefore, both a picture (usually expansion picture) of a treatment place and a spectrum are observable together. A case is combined also with a light source for dealing with a portion of a treatment place observed with a camera. Therefore, the operator can perform treatment of a treatment place, observation, and a monitor of a spectrum simultaneously as treatment advances. A picture and spectral information which are provided from a computer can be saved, and can record treatment permanently.

[0009]It is optically combined with a case which has an opening which adjoins a part of treatment place and is arranged, a camera combined with a case so that an opening might be observed, and a case, and this invention points to a special monitoring device containing a spectrometer arranged so that radiation which goes into a case by an opening may be perceived. From a case, a spectrometer separates and is arranged, and including an optical bench combined with the first end of an optical fiber, it combines with a case, and the second end of an optical fiber is arranged so that radiation which goes into a case through an opening may be received. At least one lens can be formed, a focus of light included in a case can be doubled, and it can put into the second end of an optical fiber. An opening can be crossed with a view of a camera and a window can be provided between a camera and an opening. The second end is combinable with this window so that the second end may be arranged in a view of a camera. A light source for treatment or a monitor can be combined with a case, and it can arrange so that light which comes out of a light source may go to an opening of a case. The light source can contain arc light left and arranged from a case, and lightguide which has the first and the second end, combines the first end with arc light, receives light for treatment which comes out of arc light, and combines the

second end with a case, and it is made to transmit light for treatment to an opening. It combines with a camera, and a picture transmitted from a camera can be received, it can combine with a spectrometer, and the device can also contain a computer which receives a signal which shows a spectrum of radiation which goes into a case from an opening. It combines with a computer, and a device is calculated from a spectrum signal by computer, and can also include a computer screen which displays spectrum distribution transmitted by computer, and a picture received from a camera by computer. The screen can display both a picture and spectrum distribution simultaneously.

[0010]Other main features and dominance points of this invention will become clear from the following Drawings, detailed explanation, and Claims for a person skilled in the art.

[0011]Before explaining in detail about at least one embodiment of this invention, it is understood that this invention is not what limits the application to structure of a component and details of an arrangement configuration which were given by the following description or were illustrated in Drawings. This invention is possible for other embodiments, and can be carried out or performed by various methods. Expression and a term which are used on these Descriptions are a thing for description, and that it is not what restricts this invention should also understand them.

[0012]

[Embodiment of the Invention]Reference of drawing 2 illustrates the monitoring device 10 so that it may have the case 12 with the opening 14 arranged to the treatment place 16 which is usually human being's skin. It is combined with a case and the case 12 contains the camera 18 oriented so that the light included in a case might be received from the opening 14. In this case, since an opening adjoins the treatment place 16 and is arranged, a camera receives the picture of the treatment place which adjoins the opening 14. When the case 12 applies the opening 14 to the treatment place of the skin and it is arranged, it is preferred to provide the inner chamber which intercepts an extraneous light line, therefore to decrease the interference from other devices, such as a fluorescent lamp.

[0013]The spectrometer 20 is provided with the following.

The optical bench 22 left and arranged from the case 12.

Lightguide 24 (usually bunch of an optical fiber or a fiber) which turns to the optical bench 22 the radiation which is combined with the case 12 and the optical bench 22, and enters into the case 12 through the opening 14.

As for the spectrometer 20, it is preferred that it is a type known for this technical field as an optical multichannel analyzer (OMA). The advantage of using OMA is that it is quick and the spectrum measurement of real time is almost possible. Although the spectral range of OMA is usually 400 thru/or 1000 nanometers, it can also monitor fluorescence using the spectrometer 20 which provides a 570 thru/or 770-nanometer spectral range narrower than it.

[0014]The lightguide 26 is combined with a case, it goes into a case from the light source 28, and the light which goes to the opening 14 further is transmitted. As for light, it is preferred to make laser or a flash lamp generate, and all have radiation quality suitable for especially the combination to the case 12. By this method, the light for processing is sent to the disposal plant place 16.

[0015]As for the light source 28, it is preferred that they are high-intensity light sources, such as xenon light or a mercury-vapor lamp. This may have one or more filters, such as a green filter which penetrates the wavelength of the violet filter which penetrates the wavelength of the range of 400 thru/or 450 nanometers, or the range of 505 thru/or 590 nanometers. Such wavelength is useful especially when using this system for PDT and PDD. It is because this is the frequency which makes significant fluorescence emit light to a general photosensitizer.

[0016]The window 30 which extends in the opening 14 is formed. The image generated with the camera combines the lightguide 24 with a window in the view of a camera preferably, as lightguide shows the point combined with the window. As for lightguide, it is preferred to receive the light emitted from the spot of the size of 1 thru/or 10 mm² at a treatment place. A window takes out the light from a light source from a case, and penetrates it to a treatment place. This also penetrates further the light emitted from the treatment place into a camera in a case. As for an optical fiber, extending through a window is preferred so that the light irradiated directly from the treatment place may be received without making a window penetrate. As for the inner surface and outside surface of a window, it is preferred to have an antireflection film, to decrease any reflection to the inside of a case, and to make it not go into a camera. As for the window 30, having withdrawn in the opening 14 of the case 12 is preferred. As for the depth of this depression, it is preferred that it is for 3 mm and 10 mm.

[0017]A camera is an electronic camera and it is preferred that they are a color or a monochrome CCD camera. A camera is arranged so that a picture including the treatment place of 1 thru/or 100 cm² may be provided. As for a picture, it is still more preferred to include the treatment place of 10 thru/or 40 cm². As for a picture, it is most preferred to include the treatment place of 15 thru/or 25 cm². It is arranged in

the optical way of a camera and a camera, and the filter 32 which intercepts lights of specific frequency, such as frequency emitted from a light source, can be included. In the case of a typical PDT treatment, a filter is good to penetrate the light of the range of 570 thru/or 770 nm. In order that this may detect the frequency of the light which the photosensitizer (it usually emanates in 570 thru/or 770 nm) which shows a fluorescence emits to the light emitted from a light source, when using a camera, there is especially value. When the frequency emitted from a light source differs from the frequency which a photosensitizer emits, and the filter from which the frequency of a light source is removed decreases the frequency of a powerful light source or removes it, the consciousness of the fluorescence frequency of a camera can be raised. As for a camera, it is optimal to arrange at the angle of 10 thru/or 20 degrees to the altitude prolonged from the surface (for example, field of an opening) of a treatment place.

[0018]In drawing 2, there is a tendency for some lightguides 24 to be arranged in the optical way of a camera, therefore to block the view of a camera selectively. Although this disturbance cannot be removed by the embodiment of drawing 2, when a diameter forms 0.1 thru/or 1 mm of lightguide 24, it can be decreased substantially. Though the interference to the picture of a camera is the minimum, the lightguide of this diameter guides sufficient light from the treatment place of the range of 1 thru/or 10 mm², and provides the good spectrum analysis of a treatment place.

[0019]The opening 14 of this embodiment is almost circular, and can carry out the exposure of a light source, and the monitor of a camera in the almost same treatment field by this. The second desirable opening is an opening of an ellipse and the line which passes along the major axis of an ellipse is in the almost same field as the line which specifies the medial axis of the optical system of a camera, the line which specifies the medial axis of the light emitted from a light source, or its both.

[0020]Drawing 3 shows the same monitoring device 34 as drawing 2. However, the lightguide 24 has not combined with the window 30 in this embodiment. The focus of light which the lens 36 combined with the lightguide 24 optically, and was received within the opening suits on the lightguide 24. The lens 36 doubles the focus of the light emitted from the field of the treatment place of the size of 1 thru/or 10 mm² the same with having inquired above. The lens 36 is a next door of a camera and fixing to a case is preferred.

[0021]Drawing 4 shows the same monitoring device 38 as drawing 2. However, since an optical bench is arranged in the case itself in this embodiment, the attenuation which does not need to combine an optical bench optically via extended lightguide,

therefore is produced as a result is removed. The optical bench of this embodiment contains the lens 36 with which the focus of the light preferably emitted from the treatment place of the size of 1 thru/or 10 mm² is doubled like the embodiment of drawing 3.

[0022]Drawing 5 is similar to all of the above-mentioned embodiment, and indicates the monitoring device containing the computer 38 further combined with the spectrometer 20, the camera 18, and the computer screen 40. The computer 38 receives the signal which shows the spectrum of the light which the spectrometer 20 received from the spectrometer 20. A computer processes this signal, then, sends an electrical signal to Screen 40, and makes Screen 40 generate the display of the spectrum 42 on a screen. As a function of Screen 40, a desirable embodiment shows a spectrum in graph form, and a horizontal axis, i.e., the X-axis, shows the frequency or wavelength of light which the spectrometer received by it, and, as for a vertical axis, i.e., a Y-axis, it shows the value for which the relative intensity of the light which the spectrometer received is shown.

[0023]The signal which shows again the image which the camera 18 received also sends a computer to Screen 40. As for Screen 40, it is preferred to generate the sequential picture of these treatment places simultaneously with a spectrum. One of such the pictures (item 44) is shown in drawing 5. Therefore, the operator of a system can monitor spectrum radiation of a treatment place simultaneously with the picture of a treatment place. It is preferred that these pictures and spectra are displayed in real time as a spectrometer and a camera receive the light from a treatment place. This operation mode has an interdependent effect, and the operator of a system can monitor it by this, taking a measure by seeing a computer screen rather than observing the treatment place itself. All information required to determine the place and stage of movement of a case to a treatment place is provided on a screen.

[0024]The picture 44 also shows the point which measured the spectrum 42. The point which the lightguide 24 (drawing 2) combines with the window 30 (drawing 2) is displayed on each camera image as a small spot or a shadow. The spot 46 which the operator not only can determine the exposure spectrum emitted from a treatment place, but is a camera image of Screen 40, and has taken that measurement by this method can also be specified. Or in the embodiment which does not combine lightguide as shown in drawing 3 or drawing 4 with a window, the mark which the computer generated is sent to a screen and it is expressed in each picture as the place where the spectrometer measured the spectrum. As for the camera 18, it is preferred to display the portion of a larger treatment place than the portion which the

spectrometer 20 has detected. By this method, looking at a screen, the operator can observe the large portion of the treatment place 16, can carry out pan [of the case 12] around a treatment place, and can specify clearly the action of various portions of the concerned area 48 of the treatment place 16, and the spectrum corresponding to it. By this, the operator can generate the overall image of the spectrum distribution covering the concerned area 48 to the inside of its heart.

[0025]The camera 18 is combined with the frame grasp circuit 50 which searches the consecutive image of a treatment place from the camera 18 under control of the central processing unit 52. A frame grasp circuit is combined with the central processing unit 52, and this can be programmed to process a picture further. The key combined with the central processing unit 52, a trackball, a touchpad, a joy stick, or other user input devices (here, shown by the item 56) by operating, Since an operator is memorized to the memory storage 54 combined with the central processing unit 52, it can choose a specific picture, the spectrum corresponding to the picture, or its both. By this method, since it compares with the picture of the same treatment place to be photoed in the future in order [for future reference] to distinguish the effect of treatment, treatment can be documented and saved.

[0026]The spectrometer 20 is arranged in the computer 38 and shown here with the optical bench 22 combined with the case 12 via the lightguide 24. Or the embodiment of drawing 4 can be used, and an optical bench can be separated from a computer, or it can arrange in the case itself. By this, the loss of the light produced by attenuation by the lightguide 24 is prevented, or it is made to decrease.

[0027]Therefore, it is clear that the method and device to which a spectrum analysis is simultaneously conducted, observing a part of skin, and the above-mentioned purpose and advantage are fully satisfied by this invention were provided. Although this invention was connected to the specific embodiment and stated, what many substitution, change, and modification understand is clear to a person skilled in the art. Therefore, all the substitution which enters within the pneuma of attached Claims and large limits, change, and modification shall be included.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1]It is a spectral extinction spectrum of the photosensitizer for PDP.

[Drawing 2]It is a fragmentary sectional view of the monitoring device by this invention.

[Drawing 3]It is a fragmentary sectional view of the second monitoring device.

[Drawing 4] It is a fragmentary sectional view of the third monitoring device.

[Drawing 5] It is a block diagram of a monitoring device including a computer and a screen.

[Description of Notations]

10 Monitoring device

12 Case

14 Opening

16 Treatment place

18 Camera

20 Spectrometer

22 Optical bench

24, 26 lightguides

28 Light source

30 Window

34 Monitoring device

36 Lens

38 Computer

40 Screen

42 and 46 Spectrum

44 Picture

48 Concerned area

52 Central processing unit

54 Memory storage

56 Item

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-85222

(43) 公開日 平成10年(1998) 4月7日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	F I	
A 6 1 B 10/00		A 6 1 B 10/00	E
			Q
5/00		5/00	M
	1 0 1		1 0 1 A
// G 0 1 N 21/88		G 0 1 N 21/88	J
		審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 7 頁)	

(21) 出願番号 特願平9-234833

(22) 出願日 平成9年(1997) 8月29日

(31) 優先権主張番号 7 0 8 0 8 0

(32) 優先日 1996年 8月30日

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 596139225

イー・エス・シー・メディカル・システム
ズ・リミテツド

イスラエル国、ヨクニーム、ヨクニーム・
インダストリアル・パーク、ピー・オー・
ボックス・240

(72) 発明者 エリ・テイー・タルマー

イスラエル国、32984、ハイファア、ラマ
ト・アロン、オルター・ストリート・15
／5

(74) 代理人 弁理士 川口 義雄 (外 2 名)

(54) 【発明の名称】 スペクトルモニタ装置

(57) 【要約】

【課題】 処置場所の画像およびその領域の一部からの
スペクトル放射をモニタするモニタ装置を提供する。

【解決手段】 筐体に結合した C C D カメラおよび分光
計を、筐体の開口部に向けることができる。この開口部
は、処置場所の画像と処置場所のスペクトル測定値とを
同時に測定できるよう、処置場所付近に配置することが
できる。

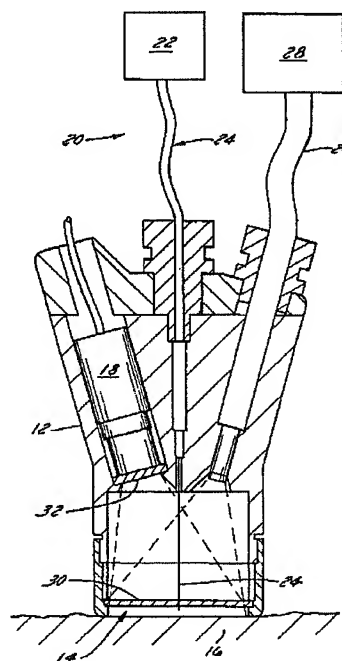


FIG. 2

【特許請求の範囲】

【請求項1】 処置場所の部分に隣接して配置されるようになっている開口部を有する筐体と、
筐体に結合されて開口部を見るためのカメラと、
筐体に光学的に結合され、開口部で筐体に入射する照射を感知するよう配置された分光計とを備えるスペクトルモニタ装置。

【請求項2】 分光計が、筐体から離れて配置されて、光ファイバの第一端部に結合された光学ベンチを含み、光ファイバの第二端部は筐体に結合され、開口部を通して筐体に入射する照射を受け取るよう配置された、請求項1に記載のスペクトルモニタ装置。

【請求項3】 さらに、筐体に結合され、筐体に入射して分光計に入る光の焦点を合わせるよう配置されたレンズを備える、請求項1に記載のスペクトルモニタ装置。

【請求項4】 さらに、筐体に結合され、開口部にわたって配置された窓を備える、請求項2に記載のスペクトルモニタ装置。

【請求項5】 光ファイバの第二端部が、第二端部がカメラの視野内に配置されるよう、窓に結合された、請求項2に記載のスペクトルモニタ装置。

【請求項6】 さらに、筐体に光学的に結合され、光源から放射する光が筐体の開口部に向かうよう配置された、処置および／または診断用光源を備える、請求項1に記載のスペクトルモニタ装置。

【請求項7】 光源が、筐体から離れて配置されたアーク灯と、第一および第二端部を有する光ガイドとを備え、第一端部はアーク灯に結合して、アーク灯が放射した処置用の光を受け取り、第二端部は筐体に結合され、処置用の光を開口部に向かって送るようになっている、請求項6に記載のスペクトルモニタ装置。

【請求項8】 さらに、カメラに結合されて、カメラから転送された画像を受け取り、分光計に結合されて、開口部から筐体に入射した照射のスペクトルを示す信号を受け取るコンピュータを備える、請求項1に記載のスペクトルモニタ装置。

【請求項9】 さらに、コンピュータに結合されて、スペクトル信号からコンピュータによって計算され、コンピュータにより送られたスペクトル分布、およびカメラからコンピュータが受け取った像を表示するようになっているコンピュータ画面を備える、請求項8に記載のスペクトルモニタ装置。

【請求項10】 画面が、像とスペクトル分布との両方を同時に表示するようになっている、請求項9に記載のスペクトルモニタ装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、概して、皮膚の一部を観察すると同時に、それをスペクトル分析する装置に関し、特に、皮膚のスペクトル出力をモニタしながら

ら、それと同時に分析する皮膚の領域を観察する、コンピュータ支援システムに向けられている。

【0002】

【従来の技術】 電磁放射は、血管障害や着色障害、腫瘍、脱毛、皮膚の若返り、疥癬などのさまざまな皮膚の障害の処置に使用されている。この放射は、通常、コヒーレント光を出すレーザー、非コヒーレント光を出すフラッシュランプまたはアーク灯、マイクロ波放射源など、さまざまな放射源から皮膚の表面に適用される。電磁放射源が何であれ、表皮および周囲の組織に損傷を与えずに処置するため、組織の損傷を最小限に抑えて処置を最適化するよう、処置の過程をモニタするという問題について、慎重に考慮しなければならない。

【0003】 処置の一つの方法は、光力学療法（PDT）と呼ばれ、光と化学薬品を組み合わせ使用し、皮膚癌、大腸や膵、膀胱などの内部器官の癌、およびその他の癌など、種々の充実性腫瘍を処置する。PDT処置は、ポルフィリン、アミノレブリン酸（ALA）、フタロシアニン、塩素などの、腫瘍を局部におさえる光増感剤を全身にまたは局所的に使用し、このような光増感剤は、酸素が存在する中で光を照射し、励起すると、非常に活発で細胞毒性の単分子酸素を発生し、これによって腫瘍が退縮する。このような化学物質の典型的な吸収スペクトルを、図1に示す。

【0004】 PDT処置の間は、光増感剤が有益な化学反応で使い尽くされるまで、光を腫瘍に当てなければならない。この反応が終了し、薬剤が使い尽くされると、更に光を腫瘍に当てても、ほとんど意味がない。薬剤が使い尽くされる前に処置を終了するのは、さらに悪い。腫瘍の残滓が残ることがあるからである。これを防止するため、光増感剤の有無を感知する分光計を使用するPDTのオペレータもいる。処置の間に皮膚内の光増感剤から出る光を測定し、そのスペクトルを分析することにより、オペレータは光増感剤が処置の場所にまだ存在するか容易に見分けることができる。これまで、処置場所から出る放射の測定を、処置自体と調和させることは困難であった。処置場所で光増感剤からの放射を測定するには、光増感剤の刺激に使用した光源を処置場所付近から除去し、分光計を処置場所付近に配置したのである。このプロセスを、光増感剤が使い尽くされるまで、処置場所からのスペクトル発光を点検するたびに、繰り返した。一貫した処置を提供するには、光源を、除去したのと同じスポットに戻し、同一の領域に光を当てなければならない。しかし、こうならないことが多い。光源を元に戻すごとに、わずかに異なる位置に戻ることが多いのである。この方法では、光源が処置場所を「遊走」し、腫瘍の処置が不規則で不均一になる。

【0005】 現在のPDT処置法のもう一つの問題は、処置場所に対する光源の方向付けを正確に行なうのが困難なことである。通常、光源は処置場所を不明瞭にし、

光源を処置場所に対して正確に配置するのを妨げる。比較的大きい領域を処置する場合は、光源を処置場所の隣接領域に再配置すると、未処理のギャップが残るか、すでに処置した領域と重複し、一つの領域を2度、不必要に処置してしまうことになる。

【0006】光と化学薬品を組み合わせて使用するもう一つの用途は、光力学診断(PDD)と呼ばれる。この用途では、腫瘍の診断に、組織内の化学物質の検出を利用する。というのは、腫瘍の化学物質濃度は、健康な組織よりはるかに高いからである。この用途では、腫瘍の境界を決定するために腫瘍を観察し、化学物質のサインを積極的に特定するために化学物質の蛍光のスペクトルを測定すると有利である。化学物質の蛍光をモニタしながら処置場所に光を当てると、化学物質の蛍光が強化され、優れたスペクトル分析が得られる。PDTの場合と同様、これは厄介である。というのは、光源も分光計も、処置領域の付近に同時に配置しなければならないからである。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、処置またはモニタ用光源を除去する必要なく、処置場所を遠隔モニタすることができる装置を有利に提供する。本発明のさらなる利点は、処置場所からのスペクトル発光を測定する間に、光源を除去する必要なく処置場所を処置することである。光で刺激し、同時に各置場所からの放射のスペクトルをモニタして、腫瘍の限界を決定することが、本発明のさらに別の利点である。

【0008】

【課題を解決するための手段】カメラおよび分光計を含む筐体を有し、カメラと分光計との双方が、処置する領域の隣に配置される筐体の口に向けられるモニタ装置を提供する。カメラは、処置場所の画像を提供し、分光計は同じ処置場所からの発光のスペクトルを提供する。コンピュータが、カメラおよび分光計から信号を受け取り、コンピュータ画面に処置場所のカメラ画像を、処置場所からの発光のスペクトル分布とともに表示する。したがって、処置場所の画像(通常は拡大画像)とスペクトルとの両方を一緒に観察することができる。筐体は、カメラで観察する処置場所の部分で処置するための光源にも結合される。したがって、オペレータは処置が進行するにつれ、処置場所の処置と観察とスペクトルのモニタとを同時に実行することができる。コンピュータから提供される画像とスペクトル情報とは、保存して処置を永続的に記録することができる。

【0009】本発明は、処置場所の一部に隣接して配置されるようになっている開口部を有する筐体と、開口部を観察するよう筐体に結合したカメラと、筐体に光学的に結合され、開口部で筐体に入る放射を感知するよう配置した分光計とを含む特殊モニタ装置を指向する。分光計は、筐体から離れて配置され、光ファイバの第一端部

に結合された光学ベンチを含み、光ファイバの第二端部は、筐体に結合し、開口部を通して筐体に入る放射を受けるように配置する。少なくとも1枚のレンズを設け、筐体に入る光の焦点を合わせて光ファイバの第二端部に入れることができる。カメラの視野で開口部を横切って、カメラと開口部との間に窓を設けることができる。第二端部は、第二端部がカメラの視野内に配置されるよう、この窓に結合することができる。処置またはモニタ用光源を筐体に結合し、光源から出る光が筐体の開口部に向かうよう配置することができる。光源は、筐体から離れて配置されたアーク灯と、第一および第二端部を有する光ガイドとを含むことができ、第一端部をアーク灯に結合して、アーク灯から出る処置用の光を受け、第二端部を筐体に結合し、処置用の光を開口部に伝達するようにする。装置は、カメラと結合して、カメラから伝達された画像を受信し、分光計と結合して、開口部から筐体に入る放射のスペクトルを示す信号を受信するコンピュータも含むことができる。装置は、コンピュータと結合し、コンピュータによりスペクトル信号から計算され、コンピュータにより転送されたスペクトル分布と、コンピュータによりカメラから受信された画像とを表示するようになっているコンピュータ画面も含むことができる。画面は、画像とスペクトル分布との両方を同時に表示するようにすることができる。

【0010】本発明の他の主要な特徴および優位点は当業者にとっては、以下の図面、詳細な説明、特許請求の範囲から明らかになるであろう。

【0011】本発明の少なくとも一つの実施形態について詳細に説明する前に、本発明は、その適用を、以下の記述で述べるか、図面類で図示した構成要素の構造および配置構成の詳細に限定するものではないことが理解される。本発明は、他の実施形態も可能であり、種々の方法で実施または実行することができる。また、本明細書で使用する表現および用語は、記述のためのものであり、本発明を制限するものではないことも理解された。

【0012】

【発明の実施の形態】図2を参照すると、モニタ装置10は、通常は人間の皮膚である処置場所16に対して配置された開口部14のある筐体12を有するよう図示されている。筐体12は、筐体に結合されて、開口部14から筐体に入る光を受け取るよう方向付けられたカメラ18を含む。この場合、開口部が処置場所16に隣接して配置されているので、カメラは開口部14に隣接する処置場所の画像を受け取る。筐体12は、開口部14を皮膚の処置場所に当てて配置すると、外部光線を遮断する内部チャンバを提供し、したがって蛍光灯などの他の装置からの干渉を減少させることが好ましい。

【0013】分光計20は、筐体12から離れて配置された光学ベンチ22と、筐体12および光学ベンチ22

に結合されて、開口部14を通して筐体12に入射する放射を光学ベンチ22に向ける光ガイド24（通常は光ファイバまたはファイバの束）とを含む。分光計20は、当技術分野で光学マルチチャネル分析器（OMA）として知られるタイプであることが好ましい。OMAを使用することの利点は、迅速でほぼリアルタイムのスペクトル測定が可能なことである。OMAのスペクトル範囲は、通常400ないし1000ナノメートルであるが、それより狭い570ないし770ナノメートルのスペクトル範囲を提供する分光計20を使用して蛍光をモニタすることもできる。

【0014】光ガイド26は、筐体に結合して、光源28から筐体に入り、さらに開口部14に向かう光を伝達する。光は、レーザまたはフラッシュランプで生成させるのが好ましく、いずれも筐体12への結合に特に適した放射品質を有する。この方法で、処理用の光は処理場所16に送られる。

【0015】光源28は、キセノン灯または水銀灯などの高輝度光源であることが好ましい。これは、400ないし450ナノメートルの範囲の波長を透過するバイオレットフィルタまたは505ないし590ナノメートルの範囲の波長を透過するグリーンフィルタなどのフィルタを1枚以上有してもよい。PDTおよびPDDに本システムを使用する場合には、これらの波長が特に有用である。というのは、これが、一般的な光増感剤に有意の蛍光を発生させる周波数だからである。

【0016】開口部14に延在する窓30を設ける。光ガイド24は、カメラによって生成された像が、光ガイドが窓に結合されたポイントを示すよう、好ましくはカメラの視野の中で窓に結合する。光ガイドは、処置場所で、1ないし10mm²の寸法のスポットから放射された光を受け取ることが好ましい。窓は、光源からの光を筐体から出して、処置場所へと透過する。これは、処置場所から放射された光も、筐体内に、さらにカメラ内へと透過する。光ファイバは、処置場所から直接照射された光を、窓を透過させずに受け取るよう、窓を通して延在することが好ましい。窓の内面および外面は、反射防止膜を有して、筐体の内部へのいかなる反射も減衰し、カメラに入らないようにすることが好ましい。窓30は、筐体12の開口部14内に引っ込んでいることが好ましい。この引っ込みの深さは、3mmと10mmの間であることが好ましい。

【0017】カメラは電子カメラで、カラーまたは白黒のCCDカメラであることが好ましい。カメラは、1ないし100cm²の処置場所を含む画像を提供するよう配置する。画像は、10ないし40cm²の処置場所を含むことが、さらに好ましい。画像は、15ないし25cm²の処置場所を含むことが、もっとも好ましい。カメラ、カメラの光学路内に配置されて、光源から放射される周波数などの、特定の周波数の光を遮断するフィル

タ32を含むことができる。典型的なPDT療法の場合、フィルタは570ないし770nmの範囲の光を透過するとよい。これは、光源から放射される光に対して、蛍光を発する光増感剤（通常は570ないし770nmの範囲で放射する）の放射する光の周波数を感知するためにカメラを使用する場合に、特に価値がある。光源から放射される周波数が、光増感剤の放射する周波数と異なる場合、光源の周波数を除去するフィルタが、強力な光源の周波数を減少させる、または除去することによって、カメラの蛍光周波数の知覚を向上させることができる。カメラは、処置場所の表面（たとえば開口部の面）から延びる垂線に対して10ないし20度の角度で配置するのが最適である。

【0018】図2では、光ガイド24の一部がカメラの光学路の中に配置され、したがってカメラの視野を部分的に妨害する傾向がある。この妨害は、図2の実施形態では除くことができないが、直径が0.1ないし1mmの光ガイド24を設けることによって、大幅に減少させることができる。この直径の光ガイドは、カメラの画像に対する干渉が最小でありながら、1ないし10mm²の範囲の処置場所から十分な光を案内し、処置場所の良好なスペクトル分析を提供する。

【0019】この実施形態の開口部14は、ほぼ円形で、これによって、光源の照射とカメラのモニタとを、ほぼ同じ処置領域で実施することができる。第二の好ましい開口部は、長円形の開口部で、長円の長軸を通る線が、カメラの光学系の中心軸を規定する線、または光源から放射される光の中心軸を規定する線、あるいはその両方とほぼ同じ面にある。

【0020】図3では、図2と同様のモニタ装置34を示す。しかし、この実施形態では、光ガイド24が窓30に結合していない。レンズ36が、光ガイド24に光学的に結合し、開口部内で受け取った光は、光ガイド24上に焦点が合う。レンズ36は、上記で検討したのと同様に、1ないし10mm²の寸法の処置場所の領域から放射された光の焦点を合わせるようになっている。レンズ36は、カメラの隣で、筐体に固定することが好ましい。

【0021】図4では、図2と同様のモニタ装置38を示す。しかし、この実施形態では光学ベンチが筐体自体の中に配置されるので、延長光ガイドを介して光学ベンチを光学的に結合する必要がなく、したがって、結果として生じる減衰が除去される。図3の実施形態と同様、この実施形態の光学ベンチは、好ましくは1ないし10mm²の寸法の処置場所から放射される光の焦点を合わせるようになっているレンズ36を含む。

【0022】図5は、上記の実施形態のいずれにも類似し、さらに分光計20、カメラ18およびコンピュータ画面40に結合されたコンピュータ38を含むモニタ装置を開示する。コンピュータ38は、分光計20から、

分光計20が受け取った光のスペクトルを示す信号を受信する。コンピュータは、この信号を処理し、次に電気信号を画面40に送って、画面40に、画面上にスペクトル42の表示を生成させる。好ましい実施形態では、画面40の機能として、スペクトルをグラフ形式で示し、水平軸つまりX軸は、分光計が受け取った光の周波数または波長を示し、垂直軸つまりY軸は、分光計が受け取った光の相対的強度を示す値を示す。

【0023】コンピュータは、また、カメラ18が受け取った像を示す信号も、画面40に送る。画面40は、これらの処置場所の順次画像を、スペクトルと同時に生成するようになっていことが好ましい。このような画像(アイテム44)の一つを、図5に示す。したがって、システムのオペレータは、処置場所のスペクトル放射を、処置場所の画像と同時にモニタすることができる。処置場所からの光を、分光計およびカメラが受け取るにつれ、これらの画像およびスペクトルがリアルタイムで表示されることが好ましい。この操作モードは、相互依存的な効果を有し、これによってシステムのオペレータは、処置場所自体を観察するのではなく、コンピュータ画面を見ることによって、処置しながら、それをモニタすることができる。処置場所に対する筐体の移動の場所および時期を決定するのに必要な情報はすべて、スクリーン上に提供される。

【0024】画像44は、スペクトル42を測定したポイントも示す。光ガイド24(図2)が窓30(図2)に結合するポイントが、小さいスポットまたは影として、各カメラ画像に表示される。この方法で、オペレータは処置場所から放射される照射スペクトルを決定できるばかりでなく、画面40のカメラ画像で、その測定をとっているスポット46を特定することもできる。あるいは、図3または図4に示すような、光ガイドを窓に結合しない実施形態では、コンピュータが生成したマークが画面に送られ、分光計がスペクトルを測定した場所で、各画像に表示される。カメラ18は、分光計20が感知した部分より大きい処置場所の部分を表示することが好ましい。この方法で、オペレータは画面を見ながら、処置場所16の大きい部分を観察し、処置場所の周囲で筐体12をパンして、処置場所16の該当領域48の種々の部分およびそれに対応するスペクトルの挙動を明確に特定することができる。これによって、オペレータは、該当領域48にわたるスペクトル分布の全体的なイメージを、自分の心の内に生成することができる。

【0025】カメラ18は、中央演算処理装置52の制御下でカメラ18から処置場所の連続画像を検索するフレーム把握回路50に結合される。フレーム把握回路は、中央演算処理装置52に結合され、これは、画像をさらに処理するようプログラムすることができる。中央演算処理装置52に結合されたキー、トラックボール、タッチパッド、ジョイスティックまたはその他のユーザ

入力デバイス(ここではアイテム56で示される)を作動することにより、オペレータは、中央演算処理装置52に結合された記憶装置54に記憶するため、特定の画像、その画像に対応するスペクトル、またはその両方を選択することができる。この方法で、今後の参照のため、あるいは処置の効果を判別するために、将来撮影する同じ処置場所の画像と比較するため、処置を文書化し、保存することができる。

【0026】分光計20は、ここでは、コンピュータ38内に配置されて、光ガイド24を介して筐体12に結合された光学ベンチ22とともに示す。あるいは、図4の実施形態を使用し、光学ベンチをコンピュータから離れて、あるいは筐体自体の中に配置することができる。これによって、光ガイド24による減衰によって生じる光の損失を防止するか、減少させる。

【0027】したがって、本発明により、皮膚の一部を観察しながら同時にスペクトル分析し、上記の目的および利点を十分に満足させる方法および装置が提供されたことが明白である。本発明は、特定の実施形態と結びつけて述べてきたが、当業者には多くの代替、改変および変形が分かることは明白である。したがって、添付の特許請求の範囲の精神および広い範囲内に入るようなすべての代替、改変および変形を含むものとする。

【図面の簡単な説明】

【図1】PDP用光増感剤の分光吸収スペクトルである。

【図2】本発明によるモニタ装置の部分断面図である。

【図3】第二のモニタ装置の部分断面図である。

【図4】第三のモニタ装置の部分断面図である。

【図5】コンピュータおよび画面を含むモニタ装置のブロック図である。

【符号の説明】

- 10 モニタ装置
- 12 筐体
- 14 開口部
- 16 処置場所
- 18 カメラ
- 20 分光計
- 22 光学ベンチ
- 24、26 光ガイド
- 28 光源
- 30 窓
- 34 モニタ装置
- 36 レンズ
- 38 コンピュータ
- 40 画面
- 42、46 スペクトル
- 44 画像
- 48 該当領域
- 52 中央演算処理装置

【図1】

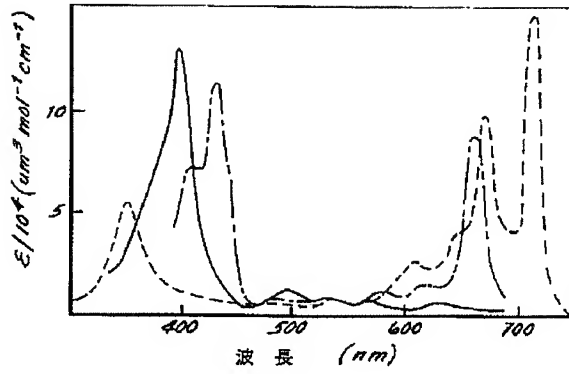


FIG. 1

【図2】

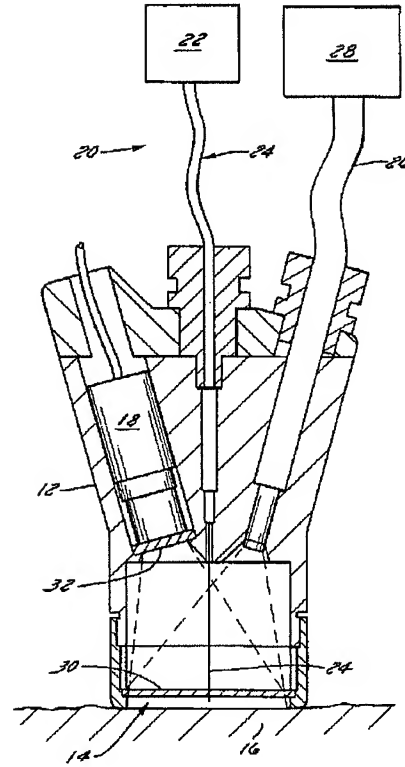


FIG. 2

【図3】

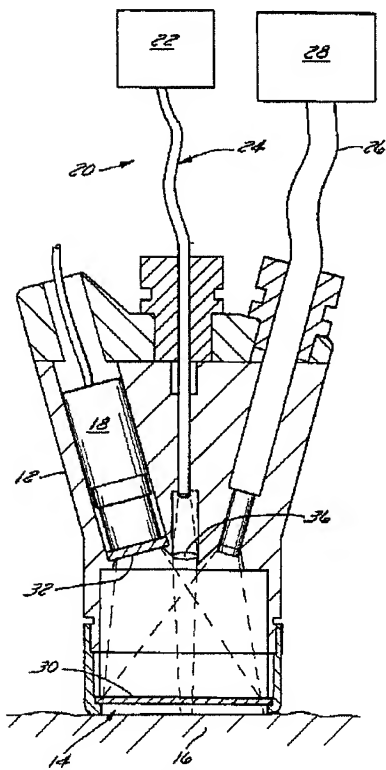


FIG. 3

【図4】

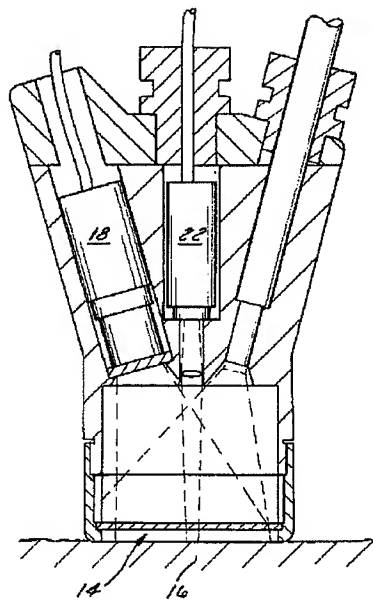


FIG. 4

【図5】

